

БИОФИЗИЧЕСКАЯ ИНТЕРПРЕТАЦИЯ МЕТОДИКИ ИЗМЕНЕНИЯ ОБЪЕМНЫХ ДАННЫХ ПРИ КОМПЬЮТЕРНОМ ПЛАНИРОВАНИИ ПЛАСТИЧЕСКИХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ НА ЛИЦЕ ПАЦИЕНТА И ПРОБЛЕМЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ЭТОЙ МЕТОДИКИ

Ю.В.Книгавко, О.Г.Аврунин

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
пр. Ленина, 14, г. Харьков, 61166, Украина
E-mail: yukni@mail.ru, gavrun@list.ru

Annotation – This paper proposes an interpretation of method of biophysical changes of volume data that is used in the plastic surgery planning. Work also includes discussion of the application boundaries of this interpretation.

Keywords – Tissue Modeling and Mechanics, Plastic Surgery, Computed Tomography, Volume Data.

ВВЕДЕНИЕ

Пластические операции на лице пациента чаще всего связаны с изменением объема тех или иных тканей в различных участках лица. Такие хирургические вмешательства обычно, не связаны со сколько-нибудь значительными деформациями тканей, в частности потому, что возникающие в тканях механические напряжения могли бы привести к неблагоприятным процессам в тканях, например, ухудшению кровоснабжения тканей, ухудшению их трофики и пр. Вместе с тем, достаточно широко используется такая разновидность косметологической деятельности пластических хирургов, как улучшение внешнего вида кожных покровов лица пациента путем их натяжения (так называемые «подтяжки»).

АКТУАЛЬНОСТЬ РАБОТЫ

При таком виде вмешательства деформируются только мягкие ткани, в первую очередь, кожа. Деформационные свойства кожи достаточно сложны и их учет, несомненно, является важным фактором обеспечения адекватности компьютерных методов планирования хирургических косметологических воздействий на лице пациента, а также оптимизации этих методов планирования. Вместе с тем, при планировании пластических операций на лице, в основном используются обычные фотографические изображения, которые виртуально преобразуются с помощью простейшей геометрической деформации

до требуемого визуально удовлетворительного результата без учета физических свойств изменяемых анатомических объектов, что на практике может приводить к неудовлетворительному результату. Поэтому актуальной является задача разработки такой методики изменения объемных данных, которая адекватно отражала бы биофизические процессы в коже при ее натяжении.

ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Целью работы является биофизическое обоснование методики планирования косметологических пластических вмешательств на лице пациента, учитывающей деформационные свойства кожи.

МОДЕЛЬ И ЕЕ ОБСУЖДЕНИЕ

При «подтяжках» деформации – это, главным образом, деформации растяжения. Кроме деформации растяжения при проведении такого вида пластики происходит и деформация сдвига, но ее роль пренебрежимо мала по сравнению с ролью деформации натяжения, и поэтому обсуждаться в данной работе не будет.

Известно [1], что деформационные свойства кожи человека в основном определяются двумя белками – коллагеном и эластином. В норме нити коллагена не натянуты, и имеют волнистую форму. Поэтому на начальной стадии растяжения коллагеновые волокна распрямляются и их влиянием на процесс растяжения ткани можно пренебречь. Полностью распрям-

ленные коллагеновые волокна малорастяжимы. Вследствие этого попытки дальнейшего растяжения кожи приводят к резкому скачкообразному нарастанию модуля упругости (модуля Юнга) деформируемой ткани, причем значения модуля упругости самих коллагеновых волокон составляет величину порядка 10^9 Па [2]. Эластиновые волокна имеют линейную зависимость механического напряжения от относительного удлинения. Таким образом, растяжение эластиновых волокон подчиняется закону Гука. Для эластина характерна способность к значительным удлинениям. Максимальное относительное удлинение эластиновых волокон приблизительно равно 2. Модуль упругости эластина невелик и равен приблизительно 600 Па. Таким образом, начальное растяжение кожи определяется растяжением эластина, происходит довольно легко и подчиняется закону Гука. При дальнейшем растяжении после распрямления коллагеновых волокон деформация почти не происходит. Участок ткани с натянутыми коллагеновыми волокнами движется как единое целое, не деформируясь.

Если пренебречь влиянием эластина, то перемещения отдельных участков кожи в направлении приложенной силы можно описать, исходя из следующих соображений. Пусть Δx_0 - начальное расстояние между точкой (точка 1), в которой приложена сила, и точкой (точка 2), расположенной на линии действия силы и удаленной от точки 1 в направлении, противоположном направлению действия силы. В этом случае смещение (Δx_2) точки 2 будет связано со смещением (Δx_1) точки 1 формулой:

$$\Delta x_2 = \begin{cases} 0, & \Delta x_1 \leq k\Delta x_0 \\ \Delta x_1 - k\Delta x_0, & \Delta x_1 \geq k\Delta x_0 \end{cases}, \quad (1)$$

где k – постоянный безразмерный коэффициент, значение которого равно d_k/d_n , где d_k – длина коллагенового волокна в распрямленном состоянии, а d_n – длина того же волокна, но в нерастяннутом состоянии (см. рис. 1).

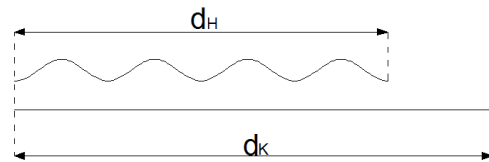


Рис. 1

Разумеется, в напряженной коже волокна коллагена имеют различную ориентацию. И если направление волокон значительно отличается от направления растяжения ткани, то для таких волокон формула (1) не выполняется. Однако, учитывая большую насыщенность кожи коллагеновыми волокнами, в каждом достаточно малом участке ткани есть волокна, ориентированные в направлении растяжения этого участка, и за счет именно этих волокон обеспечивается такой характер растяжения ткани, как это описано выше. Тем самым, обеспечивается и корректность формулы (1).

Неясным является вопрос о законе распределения длин коллагеновых волокон в коже. Однако в предположении об их одинаковой «волнистости», т.е. одинаковости значений коэффициента k для всех этих волокон, вышеприведенные рассуждения о характере процессов, происходящих при растяжении кожи, сохраняют свою корректность и не требуют внесения изменений в формулу (1).

Обсудим теперь влияние эластина на процессы растяжения мягких тканей. При таких растяжениях, при которых не происходит полного распрямления коллагеновых волокон, значения механических напряжений в различных точках ткани и значения смещений точек смещений точек относительно друг друга будут определяться деформацией именно эластина. Направления сил упругости при натяжении ткани направлены противоположно направлению вектора $\vec{\text{grad}} w$, где w – плотность энергии деформации ткани. При сложной конфигурации деформируемого объема расчет вышеупомянутых значений затруднителен. Вместе с тем, при «подтяжках» производится выравнивание и натяжение морщинистой кожи и часть «лишней» кожи удаляется, причем

таким образом, чтобы обеспечить, с одной стороны, приблизительно одинаковую степень растяжения во всех участках растягиваемой кожи, а с другой стороны, степень натяжения ткани должна быть такой, чтобы некоторое дополнительное растяжение было возможно (иначе при работе лицевых мышц может произойти разрыв ткани). Из сказанного следует, что при «подтяжках» осуществляется такое растяжение кожи, при котором коллагеновые волокна почти (но все-таки не полностью) распрямлены. В связи с этим в случае учета влияния эластина будет справедлива формула, отличающаяся от формулы (1) только тем, что значение коэффициента k (обозначим это значение k_1) будет чуть меньшим, чем значение этого коэффициента при полном распрямлении коллагена. Таким образом, $k_1 \approx k$, но $k_1 < k$.

Из вышеизложенного можно сделать вывод о том, что при растяжении кожи происходит смещение небольших ее блоков, «армируемых» коллагеновыми волокнами, причем каждый такой блок вовлекается в движение после некоторого смещения другого блока, тянущего за собой данный блок, причем величина этого смещения определяется структурными характеристиками ткани.

Компьютерная процедура смещения вокселей, происходящая аналогично описанному выше смещению малых блоков ткани, представлена в работе [3].

Таким образом, биофизическая интерпретация растяжения мягкой ткани, учитывающая свойства коллагеновых волокон, позволяет определить оптимальный (в случае исследуемой деформации) алгоритм перемещения вокселей при программной реализации методики изменения объемных данных и сделать вывод об оптимальности и биофизической адекватности программных решений, предложенных в работе [3].

Целесообразность использования рассмотренной методики при иных видах пластических вмешательств требует дополнительного обсуждения. В первую

очередь, обсудим возможность аналитического описания математических операций, реализуемых в этой методике.

Пусть воксель 1 на рис. 2 – это ведущий воксель, т.е. воксель, смещение которого вызывает движение других вокселей. Пусть воксель 2 – это один из вокселей, непосредственно связанных с первым. Будем считать, что виртуальная нить, связывающая эти воксели, натянута. Пусть L – длина этой нити, \vec{v}_1 и \vec{v}_2 – векторы скоростей первого и второго вокселей в данный момент времени, а θ – угол между этими векторами.

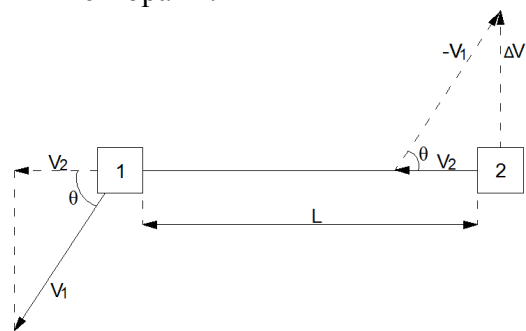


Рис. 2

Поскольку нить натянута, скорость v_2 представляет собой проекцию скорости v_1 на направление нити, связывающей воксели. В системе отсчета, связанной с вокселем 1, скорость вокселя 2 равна $\vec{v}_2 - \vec{v}_1$ и направлена перпендикулярно вектору \vec{v}_1 . Таким образом, точка крепления нити к вокселю 2 движется поступательно со скоростью \vec{v}_2 и вращается вокруг точки крепления нити к вокселю 1 с линейной скоростью Δv , где $\Delta \vec{v} = \vec{v}_2 - \vec{v}_1$. В процессе движения угол θ изменяется со временем. Учитывая, что $\Delta v = \theta L$ и $\Delta v = v_1 \sin \theta$ и при движении нитей угол θ уменьшается, получим следующее дифференциальное уравнение для θ :

$$\frac{d\theta}{\sin \theta} = -\frac{v_1}{L} dt. \quad (2)$$

Решая это уравнение, получим следующее выражение для искомого угла:

$$\operatorname{tg} \frac{\theta(t)}{2} = \operatorname{tg} \frac{\theta_0}{2} \cdot e^{-\frac{v_1 t}{L}}, \quad (3)$$

где θ_0 – величина угла θ при $t = 0$.

Если вычислять движение вокселей, связанных не с ведущим вокселем (не с вокселем 1), то в общем случае получают системы дифференциальных уравнений с частными производными и найти аналитические решения для таких систем не удается.

Из этого следует, что рассчитать движение произвольных вокселей в данной модели можно только с использованием численных методов, что является возможным только при не слишком больших перемещениях ведущего вокселя (при не слишком большом объеме вычислений).

В свою очередь, это означает, что обсуждаемый метод изменения объемных данных позволяет вносить не слишком обширные изменения в модель лица (участка лица) пациента при планировании пластических хирургических вмешательств.

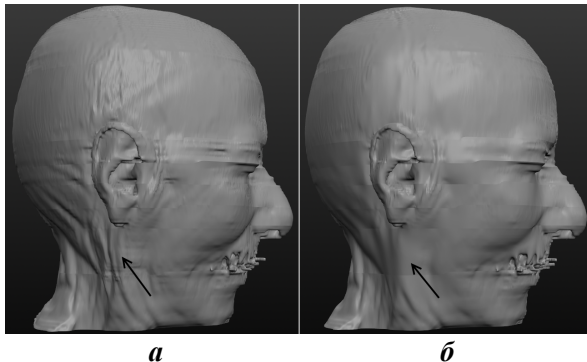


Рис. 3

Результат применения метода изменения объемных данных при планировании данного вида хирургического вмешательства показан на рис. 3. На рис.3а отображена исходная трехмерная модель лица человека, построенная по томографическим данным, рис. 3б демонстрирует результаты использования описываемого метода при планировании пластических операций, целью которых является уменьшение глубоких лицевых морщин и складок. Стрелками на рис.3 отмечены

часть модели лица пациента, к которой был применен описываемый метод.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

1. Адекватность методов компьютерного планирования пластических воздействий на лице пациента требует учета физических свойств тканей человека, что обуславливает полезность и желательность биофизических интерпретаций программных компьютерных решений.

2. При моделировании процессов натяжения кожи при осуществлении, так называемых, «подтяжек» существование биофизической интерпретации этих процессов позволяет обосновать принципы изменения объемных данных, описанные в [3].

3. Рассматриваемую методику целесообразно использовать при не слишком больших трансформациях модели того участка тела, на котором предполагается хирургическое вмешательство. Применение данного метода ограничивается его высокой вычислительной сложностью. Так на современных процессорах в реальном масштабе времени возможен расчет состояния подобной системы, если она состоит не более чем из 20 тысяч движущихся элементов.

Данный метод целесообразно использовать после создания начальной «грубой» модели для окончательного приведения этой модели к виду, удовлетворяющему пациенту.

1. Проблемы прочности в биомеханике. Под ред. И.Ф.Образцова. «Высшая школа», 1988. – С. 311.

2. Fung J.C. Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues. – Springer-Verlag. – 1981. – P. 242-245.

3. Книгавко Ю.В. Метод компьютерного планирования пластических вмешательств на лице человека за счет изменения объемных томографических данных // Радиотехника. Вып. 168. – 2012. – С. 87-92.